Aus der Abteilung für Nuklearmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. U. Feine
des Medizinischen Strahleninstitutes der Universität Tübingen

Schilddrüsenszintigraphie mit codierenden Aperturen am Beispiel einer komplexen Fresnel-Zonenplatte

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
JÖRG MEINKE
aus Donaueschingen

1986

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543903_0121

Aus der Abteilung für Nuklearmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. U. Feine
des Medizinischen Strahleninstitutes der Universität Tübingen

Schilddrüsenszintigraphie mit codierenden Aperturen am Beispiel einer komplexen Fresnel-Zonenplatte

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
JÖRG MEINKE
aus Donaueschingen

1986

Dekan: Professor Dr. W. Schulte
1. Berichterstatter: Privatdozent Dr. Dr. W. Müller-Schauenburg
2. Berichterstatter: Professor Dr. E. Kallee

Druck: Zeeb-Druck, Tübingen 7 (Hagelloch)

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
1.	Einleitung	1
2.	Methodik und Patienten	4
2.1	Systembeschreibung	4
2.2	Mathematische Betrachtung	6
2.3	Patienten	9
3.	Ergebnisse	10
3.1	Messungen am Schilddrüsen-phantom	10
3.2	Klinische Ergebnisse	10
4.	Diskussion	12
5.	Zusammenfassung	16
6.	Tabellen	18
7.	Abbildungen	21
8.	Literaturverzeichnis	41

Schilddrüsenszintigraphie mit codierenden Aperturen
am Beispiel einer komplexen Fresnel-Zonenplatte

1. Einleitung

Szintigraphie bedeutet die Registrierung von γ-Quanten eines Radionuklides oder Radiopharmakon, das einem Objekt oder einem Organismus zugeführt wurde. Dabei registriert man mit einem Kollimator-Szintillationsdetektor-System topographische Aktivitätsverteilungsmuster. Diese werden in unterschiedlicher Weise dokumentiert.

Die folgende Arbeit bewertet Untersuchungen mit einem speziellen Kollimatorsystem, zu dessen Verständnis zunächst auf Eigenschaften konventioneller Kollimatoren (Einlochkollimator: Pinholekollimator, Schlitzkollimator; Mehrlochkollimator: Parallelloch-, konvergierende und divergierende Kollimatoren) eingegangen wird (20).

Örtliches Auflösugsvermögen und geometrischer Wirkungsgrad (Empfindlichkeit) konventioneller Kollimatoren sind gekoppelt, eine der beiden Größen kann immer nur zu Lasten der anderen verbessert werden. Beispielhaft sei dies an der Gammakamera mit Pinholekollimator erläutert:

Das Bild entsteht nach dem Prinzip der Lochkamera umgekehrt auf dem Detektor. Das örtliche Auflösungsvermögen wird bestimmt durch den Abstand zweier eben noch trennbarer Punkt- oder Linienquellen. Es entspricht der Halbwertsbreite "FWHM" (Full Width at Half Maximum). Es nimmt bei sonst fester Geometrie mit abnehmendem Durchmesser der Aperturblende zu. Gleichzeitig nimmt jedoch die Empfindlichkeit ab, da ein immer kleinerer Raumwinkel der vom Objekt ausgehenden

γ - Strahlung zur Abbildung ausgeblendet wird (Abb.1). Diese Überlegungen gelten grundsätzlich für alle konventionellen Kollimatoren.

Gammakamera wie auch Linear- und Hybridscanner liefern keine überlagerungsfreien Schichtbilder (Ausnahme ECT).
Bei der Gammakamera tragen im wesentlichen die kollimatornahen Anteile der im Objekt verteilten Aktivität zur Bildentstehung bei. Bei γ-Strahlen aus tieferen Schichten kommt es mit zunehmendem Abstand der Strahlenquelle vom Kollimator zu merklicher Streuung, Selbstabsorption und Verschlechterung der Auflösung.
Hierdurch tragen diese Bezirke nur noch zu einem kleinen, unergiebigen Anteil zum Gesamtbild bei.

Beim Scanner, der einen Focus, d.h. einen festen Abstand größter Bildschärfe aufweist, wird das Bild der durch Abstandsvariation festgelegten Ebene durch defokussierte Bildanteile der benachbarten Schichten überlagert.

Die Emmissionscomputertomographie (ECT) errechnet im allgemeinen aus einzelnen, aus verschiedenen Richtungen mit einer Gammakamera gewonnenen Bildern untergrundfreie Schichtbilder nach dem gleichen Prinzip der gefilterten Rückprojektion wie Röntgen-CT (TCT) und zum Teil Kernspintomographie (MRI).

Kollimatoren nach dem Prinzip der codierenden Aperturen (1-5, 8-14, 17-19,21,22) bieten im Vergleich zu konventionellen Kollimatoren Vorteile bei der Abbildung räumlich ausgedehnter γ-Strahlungsquellen aufgrund folgender Eigenschaften:

-- Keine Koppelung zwischen geometrischem Wirkungsgrad und örtlichem Auflösungsvermögen,
-- großer geometrischer Wirkungsgrad,
-- nachträgliche, variable Fokussierung.

Die Arbeit hat die Aufgabe, an einem unausgewählten Patientengut aus der Schilddrüsenambulanz der Abteilung für Nuklearmedizin des Medizinischen Strahleninstitutes der Universität Tübingen die Abbildungseigenschaften von Fresnel-Zonenplatten (FZP) als codierende Apertur (CA) mit konventionellen Methoden zu vergleichen (Gammakamera mit Pinholekollimator, Scanner; die ergänzende Sonographie stand zum Zeitpunkt der Untersuchungen noch nicht zur Verfügung.

2. Methodik und Patienten

2.1 Systembeschreibung

Das nach dem Prinzip der CA arbeitende Abbildungssystem (Abb. 2) ist ein zweistufiges Verfahren (8, 11, 16). In der ersten Stufe wird unter Verwendung einer CA ein Bild erzeugt (oder mehrere), das die Information über die räumliche Aktivitätsverteilung im Objekt enthält. Dieses codierte Bild ist für eine direkte Betrachtung nicht geeignet. In der zweiten Stufe wird deshalb aus dem codierten Bild die Aktivitätsverteilung im Objekt in Form mehrerer zweidimensionaler Schichtbilder errechnet (Fokussierung auf verschiedene Ebenen). Die FZP bestehen aus abwechselnd absorbierenden (Blei, 1mm Dicke) und nicht absorbierenden konzentrischen flächengleichen Kreisringen. Sie werden durch Anzahl der transparenten Zonen, Durchmesser und Phasenlage eindeutig bestimmt (Abb. 3). Als Halterung dient eine Art Teller, in dessen Rand bis zu neun verschiedene Zonenplatten befestigt werden können (Abb. 4 und 5). Der drehbare Teller erlaubt, jede FZP in variablem Abstand auf der optischen Achse ("on-axis") zwischen den Detektor und das Objekt zu positionieren. In dieser Anordnung entsteht in der Detektorebene (NaJ-Kristall der Gammakamera) durch Schattenprojektion der Zonenplate das codierte Bild (Abb. 6),

das in einem angeschlossenen Rechnersystem als 64*64-Wortmatrix abgespeichert wird. Zur Justierung des untersuchten Phantoms oder Organs in der notwendigen geometrischen Lage relativ zur Zonenplatte wurde eine weitere Bleiplatte mit einem etwa 5mm großen zentralen Loch benutzt und damit ein direkt beurteilbares Pinhole-Bild zur Lagekontrolle erzeugt.

Das Bild einer Punktquelle ist mit diesem Verfahren bei einer einzelnen FZP ein Ringmuster. Eine räumlich ausgedehnte Aktivitätsverteilung besteht aus der Summe vieler Punktquellen, von denen jede mit einem Ringmuster unterschiedlicher Lage und Größe zum Gesamtbild beiträgt. Dieser Vorgang entspricht mathematisch einer Faltung der Aktivitätsverteilung im Objekt mit der codierenden Aperturfunktion. Die Rekonstruktion muß dieses Summenbild in einzelne Ringmusterbeiträge zerlegen:

Man betrachte wiederum zunächst eine einzelne Punktquelle. Man tastet ihr Bild ab, indem man errechnete Ringsysteme für jede mögliche Punktquelle mit dem Originalbild der tatsächlichen Punktquelle multipliziert und integriert. Das Integral nimmt gerade dann den größten Wert an, wenn das abtastende Ringsystem dem Bild der ursprünglichen Punktquelle entspricht. Im Falle zweier Punktquellen bekommt man Maxima für die Bilder der beiden ursprünglichen Punktquellen. Das Prinzip der Wiederauffindung ist also eine erneute Faltung mit der codierenden Funktion, also mit dem Ringsystem, welches das Originalbild ursprünglich codierte. Mathematisch lassen sich Codierung und Rekonstruktion als zwei hintereinandergeschaltete Faltungen beschreiben, wobei dann und nur dann das rekonstruierte Bild der Objektverteilung entspricht, wenn aus einem Punkt im Objekt wieder ein Punkt im rekonstruierten Bild wird. Dies bedeutet mathematisch:

Die Impulsantwort des Gesamtsystems (Codierung und Rekonstruktion) muß einer δ-Funktion entsprechen. Diese Bedingung wird von der "komplexen Zonenplatte" erfüllt, deren mathematische Beschreibung eine komplexe Funktion ist, die in Kapitel 2.2 ausführlich erklärt wird. Eine komplexe Funktion kann jedoch technisch nicht unmittelbar erreicht werden, sonder muß aus direkt realisierbaren positiv reellen Funktionen (Transmission einer Zonenplatte oder keine Transmission) zusammengesetzt werden. Deshalb wird das codierte Bild einer "komplexen Fresnel-Zonenplatte" aus den codierten Bildern dreier verschiedener, je 120° phasenverschobener FZP synthetisiert. Dies erklärt den technischen Aufbau (Teller für mehrere verschiedene Sätze aus je drei Zonenplatten). Eine exakte Rekonstruktion ist auch für das kombinierte System nur möglich, wenn das Objekt ideal flach ist, also keine Tiefenausdehnung besitzt. Für Objekte mit Tiefenausdehnung wird auf einzelne Ebenen fokussiert, indem man mit Ringsystemen unterschiedlicher Größe abtastet. Dabei lassen sich Beiträge unterschiedlicher Schichten nicht völlig trennen, ähnlich wie beim Scanner beschrieben.

Die Rekonstruktion erfolgt digital numerisch und liefert die rekonstruierten Bilder in Form je einer 64*64-Wortmatrix pro rekonstruierter Schichtebene, die auf einem Monitor als Helligkeitsverteilung dargestellt werden kann.

2.2 Mathematische Betrachtung

Abb.7 gibt die Anordnung zur Erzeugung des codierten Bildes wieder. Weil die Strahlen an der Apertur keine relevanten Beugungserscheinungen hervorrufen, kann das codierte Bild b (x,y) durch Gl. 2.1 beschrieben werden:

$$b(x,y) = o(x,y) * c(x,y) \qquad (2.1)$$

(Kurzschreibweise einer 2-dimensionalen Faltung)

mit

$o(x,y)$ $\hat{=}$ in die Ebene des codierten Bildes projizierte Aktivitätsverteilung im Objekt,

mit

$c(x,y)$ $\hat{=}$ in die Ebene des codierten Bildes projizierte Aperturfunktion.

Der Rekonstruktionsprozeß entspricht - wie die Erzeugung des codierten Bildes - einer sogenannten linearen Operation und kann daher durch seine Impulsantwort $g(x,y)$ beschrieben werden. Für das rekonstruierte Bild $d(x,y)$ ergibt sich damit

$$d(x,y) = b(x,y) * g(x,y) \qquad (2.2)$$

Mit Gl. 2.1 errechnet sich

$$d(x,y) = o(x,y) * c(x,y) * g(x,y) \qquad (2.3)$$

Aus Gl. 2.3 folgt, daß die Impulsantwort des Gesamtsystems - Codierung und Rekonstruktion - $h(x,y)$ durch Gl. 2.4 bestimmt ist:

$$h(x,y) = c(x,y) * g(x,y) \qquad (2.4)$$

Das rekonstruierte Bild $d(x,y)$ entspricht dann der Objektverteilung $o(x,y)$, wenn

$$c(x,y) * g(x,y) = \delta(x,y) \qquad (2.5)$$

ist. Daraus folgt, daß Funktionen $c(x,y)$ und $g(x,y)$ gefunden werden müssen, für die Gl. 2.5 gilt.
Wie in Abschnitt 2.1 plausibel gemacht, erfüllt ein FZP-Ringsystem für beide Funktionen diese Bedingungen, d.h. Codier- und Dekodierfunktion sind (bis auf ein Vorzeichen) identisch (17). Die "komplexe Zonenplatte" wird beschrieben durch

$$c(r) = \exp(jkr^2) \qquad (2.6)$$

mit $k = k_0 \cdot \beta^2$

$k_0 = \frac{2\pi n}{r_{ZP}^2}$

n = Anzahl der transparenten Zonen einer ZP

r_{ZP} = Radius der ZP

$\beta = S_2/(S_1 + S_2)$

S_1 = Abstand Detektor-ZP

S_2 = Abstand ZP-Objektebene

$r = \sqrt{x^2 + y^2}$

Damit wird Gl. 2.6 zu

$$c(r) = \exp\left\{ j \frac{2\pi n r^2}{\left(r_{ZP} \frac{s_1+s_2}{s_2}\right)^2} \right\} \qquad (2.7)$$

$$= \exp\left\{ j \cdot 2\pi n \left(\frac{\sqrt{x^2+y^2}\, s_2}{r_{ZP}(s_1+s_2)} \right)^2 \right\}$$

(s.a. Abb.8)

Die komplexe ZP wird synthetisiert durch eine numerische komplexe Überlagerung der codierten, reellen Bilder dreier je 120° phasenverschobener FZPn (c_1, c_2, c_3):

$$c_1(r) = 1/2\,(1+\cos kr^2)$$

$$c_2(r) = 1/2\,(1+\cos(kr^2+2\pi/3)) \qquad (2.8)$$

$$c_3(r) = 1/2\,(1+\cos(kr^2+4\pi/3))$$

entsprechend der Gl. 2.9:

$$c(r) = c_1 - 1/2\,(c_2 + c_3) + j\sqrt{3}/2\,(c_3 - c_2) \qquad (2.9)$$

c (r) genügt der Bedingung 2.5 für beide Terme, da

$$\exp(jkr^2) * \exp(-jkr^2) = \frac{\pi^2}{k^2}\,\delta(x,y)\ /17/. \qquad (2.10)$$

2.3 Patienten

Bei 31 zufälligen Patienten aus der Schilddrüsenambulanz wurde im Zeitraum 04/80 bis 12/81 die Szintigraphie nach Applikation von 19 bis 74 MBq $99mTcO_4$ oder 123J zunächst mit dem Scanner und/oder der Gammakamera mit Pinholekollimator, dann mit der Kamera und dem FZP-Kollimator, immer aus ventraler Sicht, durchgeführt (Picker Magna-Scanner mit 5"-Detektor; Picker Gammakamera Dyna 4/15 mit Micro-Z-Prozessor, Pinholekollimator mit 5mm-Blende; DEC-Rechner PDP11 mit Gamma-11-System).

Tab. Ia zeigt zu jedem der 31 untersuchten Patienten Geschlecht, Alter und Zeitpunkt der Untersuchung, die Diagnose, die Funktionslage der Schilddrüse und die eventuelle Medikation.
Neun Untersuchungen entfielen auf Männer (29%) zwischen 18 und 72 Jahren (Durchschnittsalter 37 $^1/_2$ J.), 22 Untersuchungen auf Frauen (71%) zwischen 18 und 71 Jahren (Durchschnittsalter 40 J.), Tab. II faßt die Altersgrenzen zusammen.
Bei den 31 Untersuchungen fanden sich folgende morphologische Befunde:

normale Schilddrüse:	3
Struma diffusa :	9
Struma nodosa :	18
Neben - SD - Adenom:	1

23 mal konnte mit allen drei Verfahren szintigraphiert werden, achtmal stand keine Pinhole-Aufnahme zur Verfügung.

3. Ergebnisse

3.1 Messungen am Schilddrüsenphantom

Das örtliche Auflösungsvermögen der Gammakamera mit FZP-Kollimator liegt bei einer unteren Grenze von 3mm, wie mit Punkt- und Linienquellen bewiesen wurde. Objektstrukturen von 2mm Größe sind damit zu erkennen (7).

Vergleichende Messungen am Picker-SD-Phantom (Abb.9) mit dem Scanner und der Gammakamera mit Parallelloch-, Pinhole- und FZP-Kollimator (ein spezieller Schilddrüsenkollimator stand nicht zur Verfügung) ergaben folgendes Ergebnis:

Bei allen Verfahren waren der kleinste "kalte" Bezirk (Ø 5mm) zu erkennen. Die beste Auflösung bei gleicher Aufnahmezeit (9 min) lieferte unter den beiden konventionellen Methoden erwartungsgemäß der Pinholekollimator. Dessen Auflösungsvermögen konnte mit dem FZP-Kollimator (Abb.10) noch übertroffen werden, was durch Intensitätsprofile (Abb.11) belegt ist (16). Ein deutlicher Schichteffekt konnte ebenfalls nachgewiesen werden, d.h. im dünnen Objekt findet sich eine deutliche Änderung der Intensitätsverteilung in verschiedenen Ebenen (6).

3.2 Klinische Ergebnisse

Betrachtet man in Tab. Ib die Untersuchungen, die mit allen drei Verfahren durchgeführt wurden, so finden sich mit FZP bei 55 % der Fälle bessere Ergebnisse als mit dem Scanner und bei 35 % bessere als mit dem Pinholekollimator. 16 % der Untersuchungen mit FZP waren schlechter als mit dem Scanner, 39 % schlechter als mit dem Pinholekollimator. Faßt man die

beiden konventionellen Methoden zusammen (Tab. III), so waren die korrespondierenden Aufnahmen mit dem FZP-Kollimator bei 46 % besser, bei 26 % schlechter als mit den konventionellen Methoden.

Dabei bedeutet "besser" und "schlechter" folgendes: Besser war die Auflösung (Abb. 12), insbesondere wurden kalte Knoten deutlicher dargestellt (Abb. 13), warme Knoten zeigten eine deutliche Binnenstruktur (Abb. 14) und es fanden sich Informationen über warme Bezirke in tiefer liegenden Schichten (Abb. 15, 16). Schlechter war die Abbildung schwach speichernder Strukturen. Diese kamen teilweise überhaupt nicht zur Darstellung, so daß zum Beispiel retrosternale Schilddrüsenanteile nicht immer erkannt werden konnten (Abb. 15). Gleichzeitig traten gelegentlich Artefakte auf in Form kleiner, im Millimeterbereich liegender, statistisch verteilter "warmer" und "kalter" Strukturen, die meist nicht sicher vom Untergrund unterschieden oder diesem nicht sicher zugeordnet werden konnten (Abb. 16). Es handelt sich dabei wahrscheinlich um defokussierte Anteile überlagerter Schichten. Dies führt dazu, daß der theoretisch zu erwartende und experimentell gesicherte Schichteffekt nur eingeschränkt zu beurteilen ist. In einzelnen Fällen traten ringförmige, das Gesichtsfeld fast ausfüllende Strukturen auf (Abb. 17), die reproduzierbar sowohl bei Bewegung des Patienten während der Aufnahme als auch bei ungenauer Justierung der Zonenplatten auftreten.

4. Diskussion

Die nuklearmedizinische Routine greift bei der Darstellung der menschlichen Schilddrüse zu folgenden Verfahren:

-- Szintigraphie mit dem Scanner, der die Vorteile der maßstabgetreuen 1:1-Abbildung und der einfachen Dokumentation eines Tastbefundes in sich vereinigt, wobei überlagerte Schichtbilder gewonnen werden.

-- Szintigraphie mit der Gammakamera und Pinhole- (oder Schilddrüsen-)Kollimator , die eine deutlich bessere Auflösung und feinere Intensitätsabstufung bei erschwerter Dokumentation des Tastbefundes und (beim Pinholekollimator) variablem Maßstab mit Randverzerrungen aufweist.

-- Seit einigen Jahren werden die szintigraphischen Verfahren ergänzt und teilweise ersetzt durch die hochauflösende Sonographie, die über den Funktionszustand auffälliger Areale jedoch keine sicheren Aussagen machen kann. Die Sonographie stand bei den hier beschriebenen Untersuchungen noch nicht zur Verfügung.

Zum Zeitpunkt der Untersuchungen dürfte - unter Ausserachtlassen des SD-Kollimators - die Kameraszintigraphie mit Pinholekollimator die beste szintigraphische Methode gewesen sein. Vergleicht man nun derartige Pinhole-Bilder mit FZP-Bildern, so fällt bei CA das häufige Auftreten von Artefakten unterschiedlichen Charakters auf. Die Schwierigkeit ihrer Einordnung beruht auf der Tatsache, daß in den rekonstruierten Bildern ein sehr hoher Kontrast zwischen normal und vermehrt speicherndem Schilddrüsengewebe vorliegt, während

der Unterschied zwischen normalem Gewebe und dem Untergrund dann oft sehr gering und z.T.nicht mehr erkennbar ist. Mit anderen Worten weist das Verfahren eine zu steile Gradation auf. Da die hier beschriebenen Bilder außerdem Schichtbilder mit Überlagerung anderer, defokussierter Schichten sind, ist es z.Z. praktisch unmöglich, bei kleinen warmen oder kalten Zonen zwischen echtem Befund, Artefakt oder Grenzfall des Untergrundes zu unterscheiden. Damit wird der erwünschte Schichteffekt, bei fehlendem Referenzverfahren (ECT hat eine zu geringe Auflösung) in seiner Wertigkeit sehr wahrscheinlich unterschätzt, immerhin ist es vorstellbar, Mikroadenome im Grenzbereich der multifokalen und disseminierten Autonomie aufzulösen. Erschwerend kommen hierzu die gelegentlichen Ringartefakte durch Patientenbewegung und Justierungstoleranzen der einzelnen Zonenplatten. Diese Ringartefakte sind jedoch in ihrer Wertigkeit nicht so gravierend einzustufen, da sie reproduzierbar, meist identifizierbar und damit vermeidbar, also nicht systemimmanent sind.

Die für die Szintigraphie erhoffte Verbesserung durch codierende Aperturen am Beispiel der komplexen Zonenplatte wurde damit aus folgenden Gründen nicht erreicht:

-- Schwach speichernde Strukturen werden teilweise nicht abgebildet.

-- Das Problem der Artefaktbildungen ist nur zum kleineren Teil gelöst, weswegen der theoretische Vorteil der hohen Auflösung nicht effektiv ist.

-- Darüber hinaus ist bei großen Objekten wegen des Signal-Rausch-Verhältnisses (SNR) kein Vorteil zu erwarten (2,16).

Hingegen sind jetzt mit der Sonographie und der Gammakamera mit Pinholekollimator sehr gute Möglichkeiten der morphologischen Auflösung und der Funktionsbeurteilung möglich.

Andere codierende Aperturen wurden mit wechselndem Optimismus und Erfolg wiederholt erprobt (6, 8, 10 -12). Dabei war die menschliche Schilddrüse wegen ihrer leichten Zugänglichkeit, Größe und klinischen Relevanz als geeignetes Organ bevorzugt untersucht worden. Bezüglich der Beurteilung der CA im klinischen Test stellt unser Verfahren einen vorläufigen Abschluß dar, weil ein technisch hochentwickeltes System (wenn auch noch verbesserungsbedürftig und -fähig) an einem hierfür günstigen Organ untersucht wurde. Bedenkt man den großen Entwicklungsaufwand an Hard- und Software, der im Rahmen dieses Projektes durch die Universität Stuttgart geleistet wurde und der Voraussetzung der hier vorgelegten Untersuchungen ist, so muß Barretts Nicht-Weiterverfolgung der Szinitgraphie mit FZP (letzte bekannte Veröffentlichung 1974) als Folge damals fehlender Technik interpretiert werden.

Es ist seit 1977 zu einer sprunghaften Verbesserung der FZP-Technik gekommen, die zu einem recht ausgereiften System geführt hat. Dennoch ist Skepsis für die zukünftige Weiterentwicklung angebracht, da eben inzwischen konkurrenzfähige, zum Teil auf anderen physikalischen Prinzipien beruhende Verfahren existieren und verbreitet sind (Pinhole-, Schilddrüsenkollimator, Sonographie, Kernspintomographie).

Unter diesen Gesichtspunkten müssen die optimistischen Erwartungen an CA durch andere Arbeitsgruppen(8, 10, 12) mit Vorsicht beurteilt werden. Es ergibt sich hier der Verdacht auf Zweckoptimismus, da trotz guter Einzelergebnisse die Szintigraphie mit Fresnel-Zonenplatten oder anderen codierenden Aperturen nirgendwo in die klinische Routine Einzug gehalten hat.

5. Zusammenfassung

Aufgabe der vorliegenden Arbeit war der Vergleich konventioneller szintigraphischer Verfahren mit der Abbildung durch Fresnel-Zonenplatten (FZP) am Beispiel der Schilddrüse (SD).

Am SD-Phantom und bei 31 unausgewählten Patienten wurde die Szintigraphie mit dem Scanner und/oder der Gammakamera mit Pinholekollimator ergänzt durch die Erprobung von FZP als codierender Apertur (CA).

Die theoretischen Vorteile der CA

-- fehlende Kopplung zwischen geometrischem Wirkungsgrad und örtlicher Auflösung

-- großer geometrischer Wirkungsgrad

-- variable Fokussierung bei der Rekonstruktion

bedeuten in der Praxis:
Hohe Empfindlichkeit des Systems bei sehr guter Auflösung, wodurch entweder die Aufnahmezeit verkürzt oder die den Patienten verabreichte Aktivität reduziert werden kann. Gleichzeitig kann das untersuchte Organ in beliebig vielen Ebenen rekonstruiert werden, was ein Erkennen der räumlichen Aktivitätsverteilung ermöglicht. Dabei konnten am Phantom die theoretisch vorausgesagten Vorteile (hohe Auflösung durch Entkoppelung zwischen Auflösung und Empfindlichkeit, räumliche Information) bestätigt werden.

Bei den Patientenuntersuchungen fand sich eine Verbesserung im wesentlichen nur in der Auflösung. Dabei war CA in 55 % besser und in 16 % schlechter als der Scanner, in 35 % besser und in 39 % schlechter als der Pinholekollimator. Klinisch relevante Zusatzinformationen konnten in keinem Fall gefunden werden.

Der routinemäßigen Anwendung stand neben dem Interpretationsproblem der Artefakte die im Vergleich zum Pinholekollimator wesentlich geringere Verfügbarkeit entgegen. Der zeitliche Gesamtaufwand für die Montage des Kollimatorsystems, die Einstellung am Patienten, die Bildrekonstruktion und Dokumentation übersteigen den Aufwand für ein Pinholeszintigramm erheblich.

a)

Patienten-Nr.	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31
Initialen	RA	MA	AB	HB	MB	LD	LD	AD	BE	HE	CF	SG	CH	RH	JH	GH	AH	EK	GK	LK	BL	RL	KM	DP	AS	AS	HS	EV	CW	GW	RW
Geschlecht	w	w	w	w	w	w	w	w	w	w	w	w	w	w	m	m	m	m	w	w	w	w	m	m	m	m	w	w	w	m	w
Alter z.Z. der Untersuchung	50	57	26	54	39	47	67	53	23	56	40	23	18	27	30	25	72	48	33	71	27	56	46	18	37	34	28	30	26	21	20
Zeitpunkt der Untersuchung	10 80	06 80	10 80	07 80	07 80	08 80	07 80	01 80	06 81	08 80	12 80	12 81	06 80	07 80	12 80	10 80	07 80	06 80	08 80	05 80	06 80	03 81	07 80	04 80	08 81	10 80	07 80	07 80	05 80	05 80	06 80
Typ der SD 1:norm 2:Str.diff.3:Str. nodosa 4:andere	3	3	2	3	3	3	3	3	2	3	1	3	3	3	2	2	2	3	3	3	1	3	4	2	3	1	2	3	3	3	2
Funktion der Knoten (warm/kalt)	w k	w		k	w k	w	w k	w		k		k	k	w				k	k	w k		w			k			k	k	w	
Stoffwechsellage 1:eu 2:hypo 3:hyper	2	3	2	1	1	3	2		1	1			1	2		3		3	3	3	1		1	2	2	2	2	2			
Medikation T4 (ug) Carbimazol (mg)		5				10				100						100								50							
Pinhole > Scanner	X	X	X	X	X	X	X		X	X			X			X		X	X	X	X	X	X	X	X	X	X	X			
Pinhole = Scanner														X																	
Pinhole < Scanner																															
3D > Scanner	X	X	X	X	X	X		X	X	X	X	X	X	X	X							X	X	X	X	X	X		X	X	X
3D = Scanner							X									X	X	X		X	X							X			
3D < Scanner																															
3D > Pinhole	X		X		X	X		X	X	X			X	X					X	X	X	X	X	X	X	X	X				
3D = Pinhole		X					X									X		X	X		X		X					X			
3D < Pinhole																															

b)

Tabelle I : a) Patientendaten aller 31 untersuchten Personen

b) Vergleichende Beurteilung der drei Szintigraphieverfahren

A > B : A besser als B

A = B : A gleich gut wie B

A < B : A schlechter als B

	gesamt	männlich	weiblich
n	31	9 (29 %)	22 (71 %)
Alter	39,3 J	37,5 J	40,0 J
Grenzen	18-72 J	18-72 J	18-71 J

Tabelle II: Alters- und Geschlechtsverteilungen

	FZP vs. Scanner	FZP vs. Pinhole	Σ
besser	17 54,8	8 34,8	25 46,3
gleich	9 29,0	6 26,1	15 27,8
schlechter	5 16,1	9 39,1	14 25,9
	31 ↑ 100%	23 ↑ 100%	54 ↑ 100%

Tabelle III:
Vergleich zwischen FZP - Scanner, FZP - Pinhole und FZP mit beiden konventionellen Verfahren in Absolutzahlen und Prozenten.
Während FZP gegenüber dem Pinhole offensichtlich keinen signifikanten Unterschied aufweist (8/9), ist der Unterschied zum Scanner (17/5) signifikant ($p < 0{,}005$).

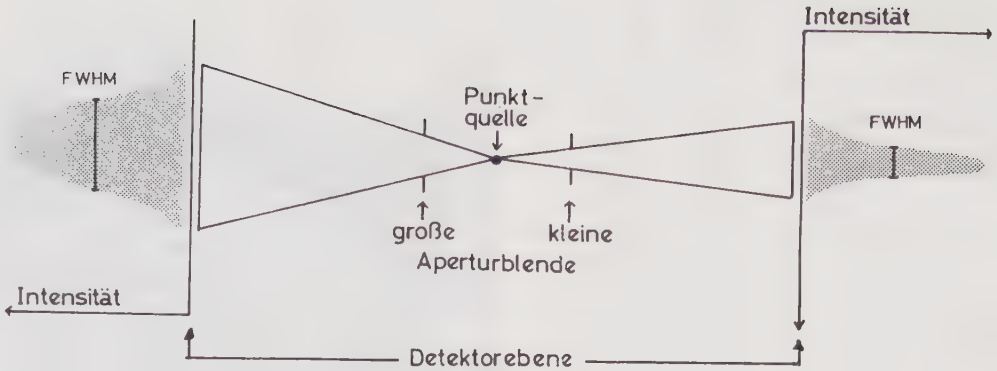

Abb. 1 Prinzip der Abbildung mit dem Pinholekollimator
Dieselbe Punktquelle führt bei sonst identischer Geometrie bei großer Aperturblende zu einer größeren Halbwertsbreite FWHM und größeren Fläche (schraffiert) unter dem Profil der Intensitätsverteilung in der Detektorebene als bei kleiner Aperturblende. Dies bedeutet bei großer Apertur schlechtere Auflösung und höhere Empfindlichkeit als bei kleiner Apertur.

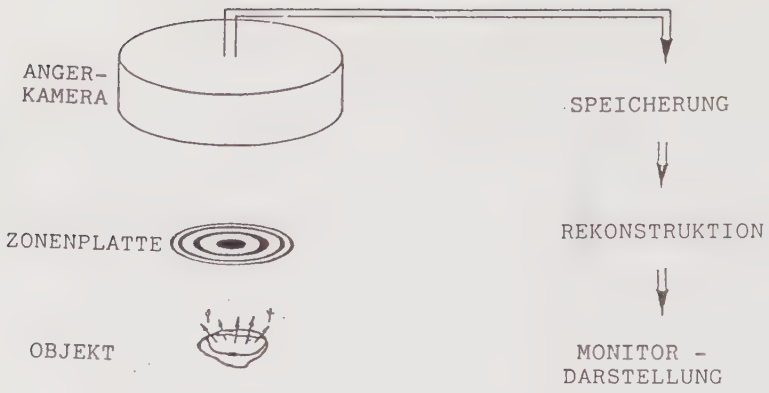

Abb. 2 Prinzipieller Aufbau des gesamten Abbildungssystems

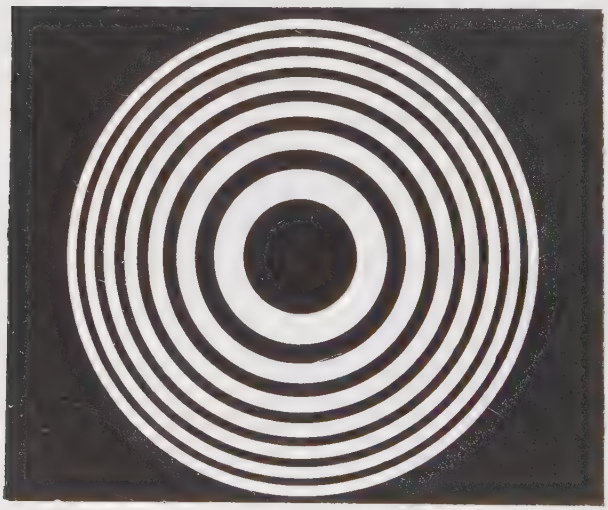

Abb. 3 Fresnel-Zonenplatte

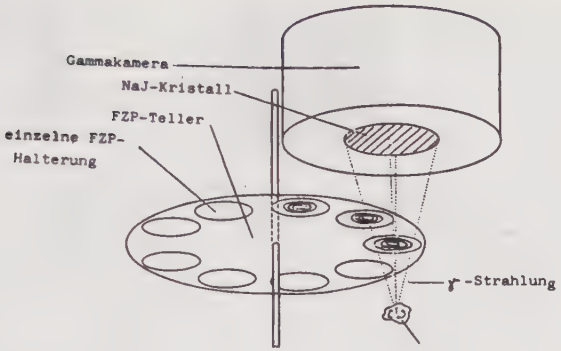

Abb. 4 Skizzierter Aufbau des Abbildungssystemes
(Gammakamera mit FZP-Teller für 3x3 FZP)

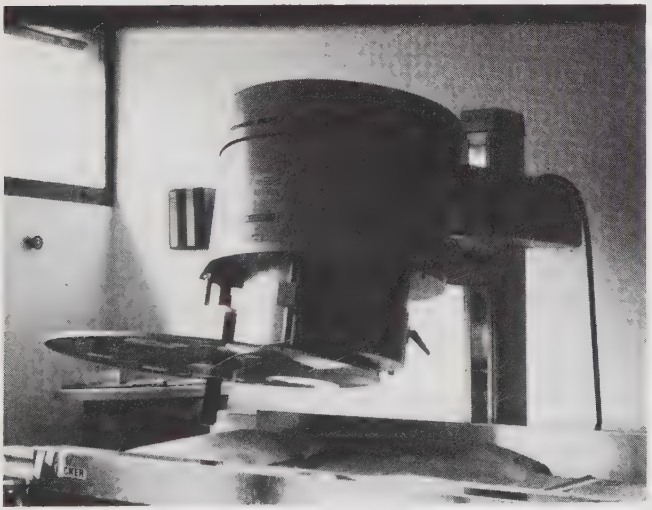

Abb. 5 Gammakamera mit FZP-Teller
für drei Sätze zu je drei Zonenplatten

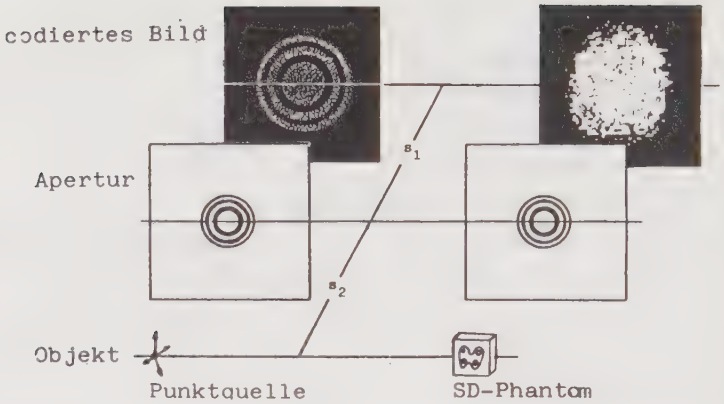

Abb. 6 Entstehung des codierten Bildes durch Schattenprojektion der FZP in die Detektorebene

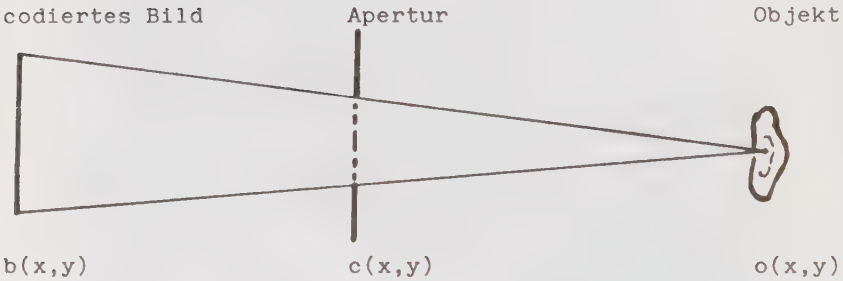

Abb. 7 Strahlengang zur Erzeugung des codierten Bildes (Beschriftung s. Kap. 2.2)

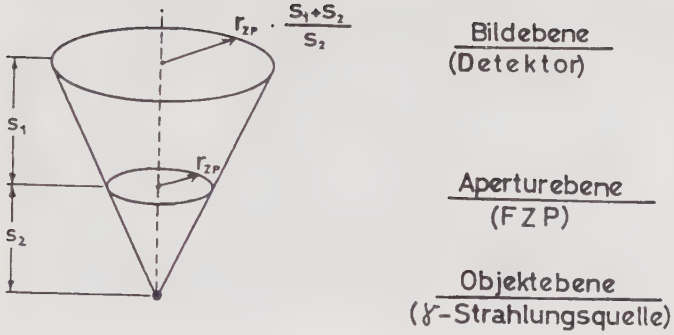

Abb. 8 Abbildungsgeometrie (Beschriftung s. Kap. 2.2)

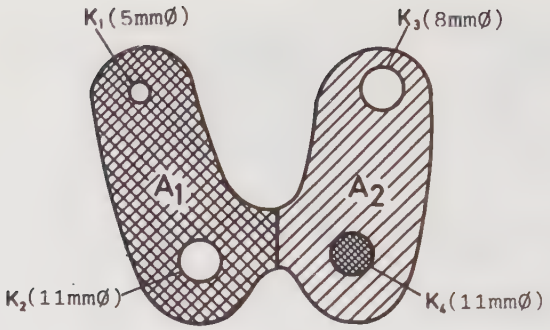

Abb. 9 Picker-SD-Phantom Schema
Dicke bei A_1: 20mm, bei A_2: 10mm

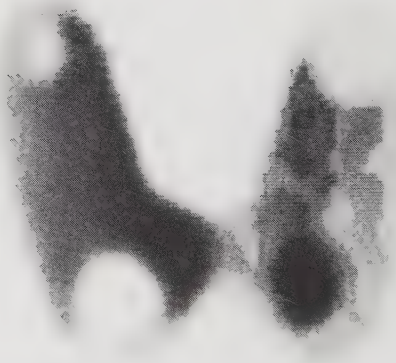

Abb. 10 Picker-SD-Phantom: Abbildung mit FZP-Kollimator

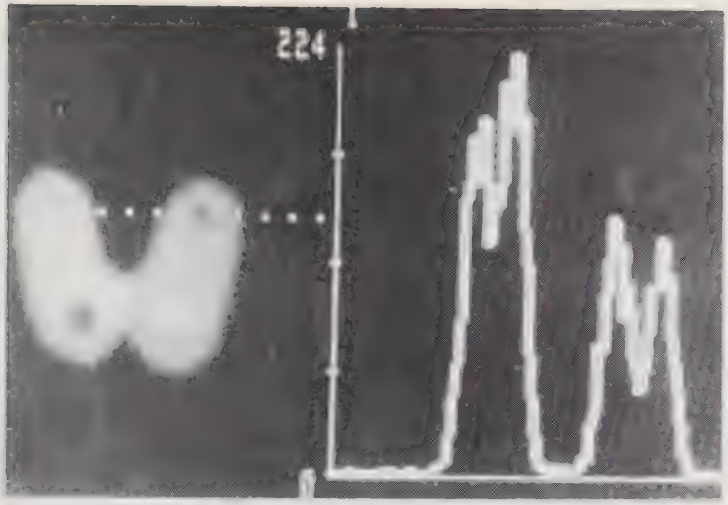

Abb. 11a) Picker-SD-Phantom: Abbildung mit Pinhole
Intensitätsprofil durch die Oberpole

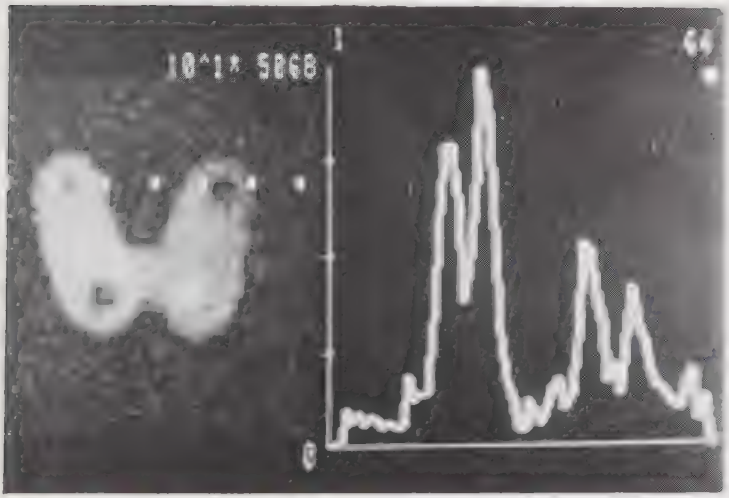

Abb. 11b) Picker-SD-Phantom: Abbildung mit FZP
Intensitätsprofil durch die Oberpole

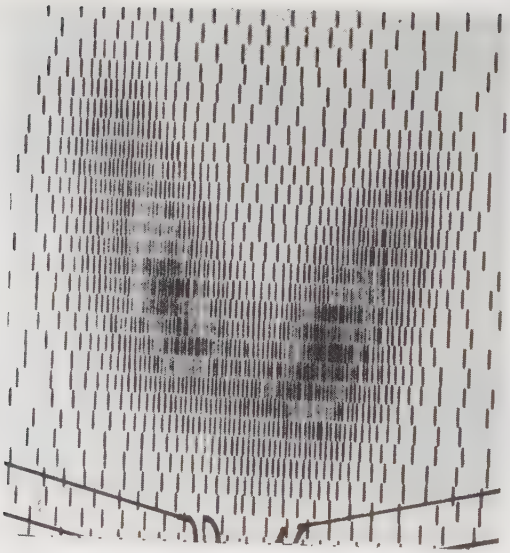

Abb. 12a) Struma diffusa (Pat. Nr. 24)
Scanner

Abb. 12b) Struma diffusa (Pat. Nr. 24)
Pinholekollimator

Abb. 12c) Struma diffusa (Pat. Nr. 24) FZP-Kollimator 2 bis 5 cm
Beachte die Parenchymbrücke (Schichteffekt) bei 3 cm und 4 cm

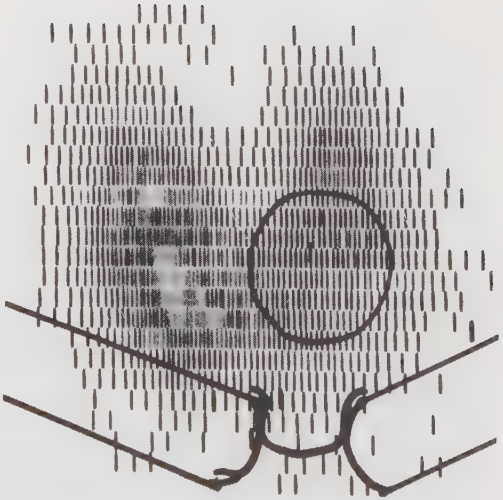

Abb. 13a)

Abb. 13b)

Abb. 13 Struma nodosa mit kaltem Knoten (Pat. Nr. 10)
a) Scanner b) Pinholekollimator c) FZP-Kollimator; Schichttiefe 1 - 4 cm
Die Abbildung zeigt gute Szintigramme mit allen drei Methoden. Dabei gelingt die Darstellung des kalten Knotens mit FZP besonders gut. Daneben zeigt das Verfahren unterschiedliche Strukturen in verschiedenen Schichten.

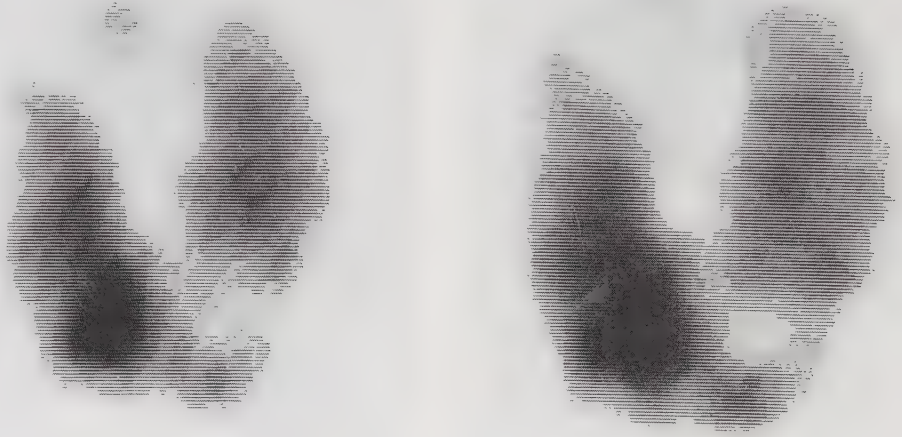

Abb. 13c) 1 cm, 2 cm

Abb. 13c) 3 cm, 4 cm

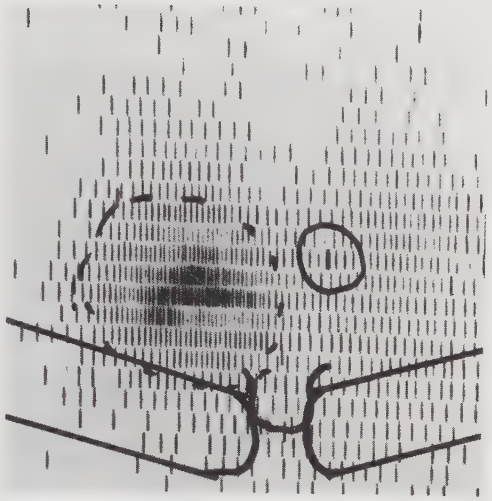

Abb. 14a)

Abb. 14b)

Abb. 14 Struma nodosa mit warmem Knoten (Pat. Nr. 22)
a) Scanner b) Pinholekollimator c) FZP-Kollimator; Schichttiefe 0,5 - 3,5 cm
Beachte die deutliche Hervorhebung des warmen Knotens und seiner Binnenstruktur bei c) während die Grenzen des normal speichernden Gewebes am besten mit dem Pinhole-, kaum mit dem FZP-Kollimator zu erkennen sind.

Abb. 14c) 0,5 cm, 1,5 cm

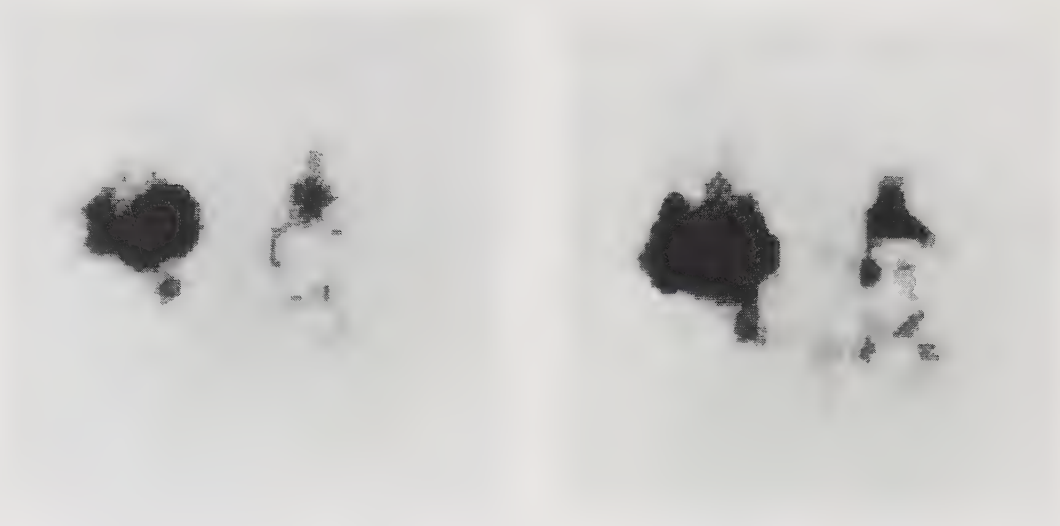

Abb. 14c) 2,5 cm, 3,5 cm

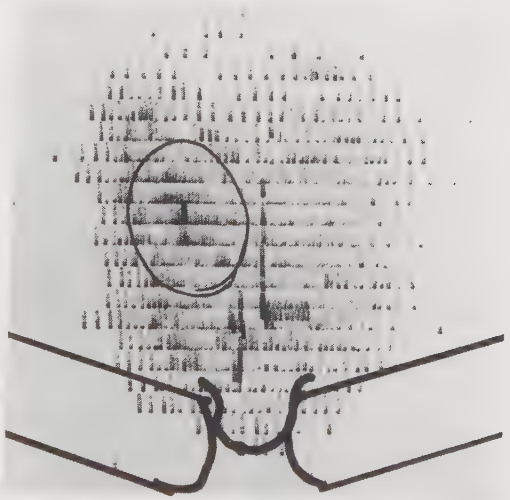

Abb. 15a)

Abb. 15b)

Abb. 15 Struma nodosa mit warmem Knoten (Pat. Nr.6)
a) Scanner b) Pinholekollimator c) FZP-Kollimator; Schichttiefe 1,5 und 4,5 cm
Beachte die gute Darstellung des warmen Knotens rechts im FZP-Bild, die durch das Pinholebild nachvollziehbar und damit glaubwürdig ist, während dieser Bezirk im Scannerbild nur aufgrund des Tastbefundes abgrenzbar ist. Daneben links deutlicher Schichteffekt.

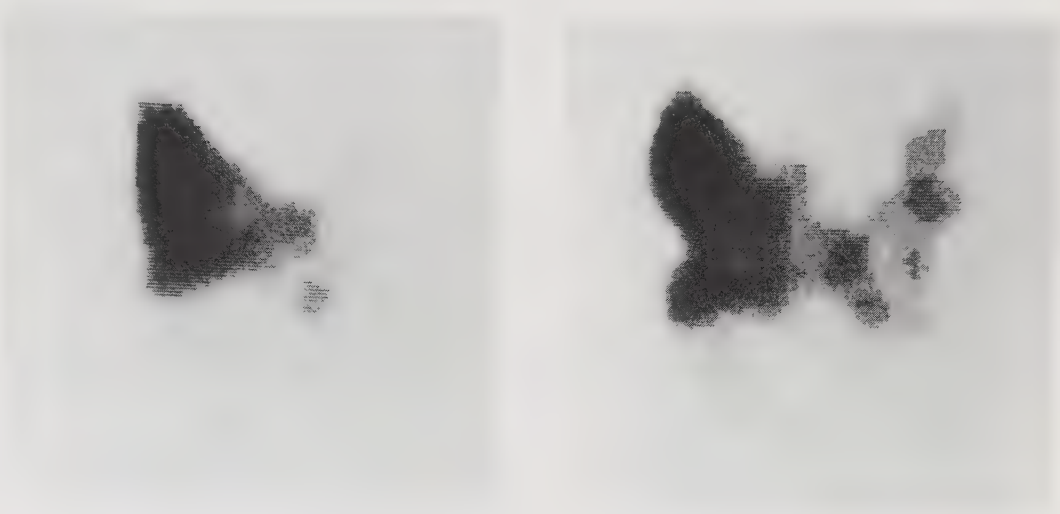

Abb. 15c) 1,5 cm, 4,5 cm

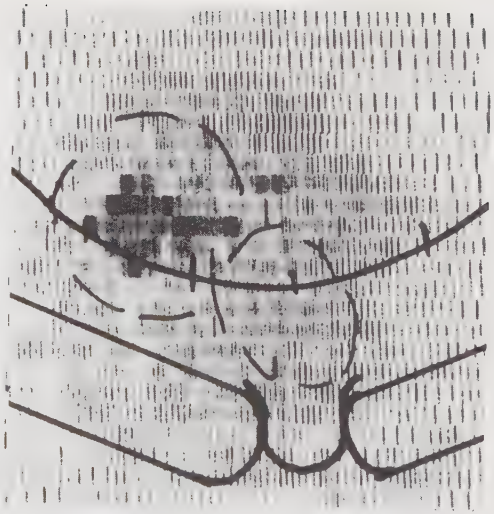

Abb. 16a)

Abb. 16b)

Abb. 16 Struma nodosa mit warmen Knoten (Pat. Nr. 7)
a) Scanner b) Pinholekollimator c) FZP-Kollimator; Schichttiefe 3 cm und 5 cm
Beachte die gute Darstellung der warmen (Binnen-) Strukturen im FZP-Bild, die besser als im Pinholebild dargestellt sind und den Verdacht auf autonome Strukturen beidseits begründen. Dagegen besteht im linken Oberpol und außerhalb der SD der V. a. artefizielle Strukturen. Der schwach speichernde retrosternale Anteil wird im FZP-Bild überhaupt nicht dargestellt!

Abb. 16c) 3 cm, 5 cm

Abb. 17a)

Abb. 17b)

Abb. 17 Nebenschilddrüsenadenom (Pat. 23)
a) Pinholekollimator b) FZP-Kollimator
Die Abbildung zeigt die fehlende Tc-Speicherung in einem Nebenschilddrüsenadenom im rechten SD-Lappen. Beachte im FZP-Bild die Ausbildung eines Ringartefaktes durch Patientenbewegung bzw. Justierungsfehler der FZP.

8. Literaturverzeichnis

1 H.H. Barrett
Fresnel zone plate imaging in nuclear medicine
J. Nucl. Med. 13: 382 - 385, 1972

2 H.H. Barrett:, G.D. DeMeester
Quantumnoise in Fresnel zone plate imaging
Appl. Opt. 13: 1100 - 1109, 1974

3 H.H. Barrett, F.A. Horrigan
Fresnel zone plate imaging of gamma-rays: theory
Appl. Opt. 12: 2686 - 2702, 1973

4 H.H. Barrett, W.W. Stoner, D.T. Wilson, G.D. DeMeester
Coded apertures derived from the fresnel zone plate
Opt. Eng. 13: 539 - 549, 1974

5 H.H. Barrett, D.T. Wilson, G.D. DeMeester, H. Scharfman
Fresnel zone plate imaging in radiology and nuclear medicine
Opt. Eng. 12: 8 - 12, 1973

6 Bundesministerium für Forschung und Technologie
3D-Szintigraphie
Zwischenbericht OVM81, Universität Stuttgart 1979

7 Bundesministerium für Forschung und Technologie
3D-Szintigraphie
Abschlußbericht OVM81, Universität Stuttgart 1981

8 T.F. Budinger, B. MacDonald
Reconstruction of Fresnel-coded gamma-camera images by digital computer
J. Nucl. Med. 16: 309 - 313, 1975

9 L.T. Chang, S.N. Kaplan, B. MacDonald et al.
method of tomagraphic imaging using a multiple pinhole-coded aperture
J. Nucl. Med. 15: 1063 - 1065, 1974

10 M.H. Farmelant, G.D. DeMeester, D. Wilson et al.
Initial clinical experiences with a Fresnel zone plate imager
J. Nucl. Med. 16: 183 - 187, 1975

11 B.L. Homan, J.D. Idoine, T.A. Sos et al.
Tomograhic scintigraphy of regional myocardial perfusion
J. Nucl. Med. 18: 764 - 769, 1977

12 K.F. Koral, J.E. Freitas, W.L. Rogers, J.W. Keyes
Thyroid scintigraphy with time-coded aperture
J. Nucl. Med. 20: 345 - 349, 1979

13 K.F. Koral, W.L. Rogers, G.F. Knoll
Digital tomography imaging with time-modulated pseudorandom coded aperture and anger camera
J. Nucl. Med. 16: 402 - 413, 1975

14 A. Macovski
Gamma-ray imaging system using modulated apertures
Phys. Med. Biol. 19: 523 - 533, 1974

15 P. Marahrens
Abbildungs- und Rekonstruktionsprozess von Bildern in der Szintigraphie mit codierenden Aperturen - Simulation und Experiment
Diplomarbeit, Universität Stuttgart 1983

16 J. Meinke, G. Laub
3D-Szintigraphie
Nuc Compact 12: 136 - 142, 1981

17 E.R. Reinhardt
Abbildungssysteme mit codierenden Aperturen und ihre Anwendung in der Radiologie
Dissertation, Universität Stuttgart 1979

18 W.L. Rogers, K.S. Han, L.W. Jones, W.H. Beierwaltes
Application of a Fresnel zone plate to gamma-ray imaging
J. Nucl. Med. 13: 612 - 615, 1972

19 W.L. Rogers, L.W. Jones, W.H. Beierwaltes
Imaging in Nuclear Medicine with incoherent holography
Opt. Eng. 12: 13 - 22, 1973

20 J. Sauer
Nuklearmedizin, Physikalische Grundlagen und Meßtechnik
Wachholz, Nürnberg, 1982

21 M.D. Tipton, J.E. Dawdy, F.J. Bonte et al.
Coded aperture imaging using on-axis Fresnel zone plates and extended gamma-ray sources
Radiology 112: 155 - 158, 1974

22 P.W. Walton
An aperture imaging system with instant decoding and tomographic capabilities
J. Nucl. Med. 14: 861 - 863, 1973

L E B E N S L A U F

Jörg Meinke

06. Juli 1948	geboren in Donaueschingen Eltern: Irmgard Meinke, geb. Brand Werner Meinke
1955 - 1967	Schulbesuch in Villingen bis 1959 Volksschule bis 1967 Gymnasium
Juni 1967	Abitur
1967 - 1971	Studium der Physik Universität Karlsruhe
April 1971	Diplom-Vorprüfung für Physik
1971 - 1977	Studium der Medizin Universität Tübingen
22. Dezember 1977	Ärztliche Prüfung
1978 - 1979	Medizinalassistent
April 1978 - August 1978	Goldenbühlkrankenhaus Villingen
Oktober 1978 - Februar 1979	Kreiskrankenhaus Reutlingen
April 1979 - Juli 1979	Medizinische Klinik und Poliklinik Universität Tübingen
30. September 1979	Approbation als Arzt
Juli 1979 - Dezember 1985	Wissenschaftlicher Angestellter Universität Tübingen
Januar 1985	Arzt für Nuklearmedizin
Januar 1986	Assistenzarzt Kreiskrankenhaus Reutlingen